

L1 ANSWER 1 OF 3 WPINDEX (C) 2002 THOMSON DERWENT

AN 1990-091976 [13] WPINDEX

CR 1989-316897 [44]

DNN N1990-070967 DNC C1990-040326

TI Tubular implant - made of materials with different resorption behaviour.

DC A25 A96 D22 F07 P32 P34 P73

IN SCHILDER, L

PA (ETHI) ETHICON GMBH; (ETHY) ETHYL CORP

CYC 4

PI DE 3830481 A 19900322 (199013) * 6p

GB 2222954 A 19900328 (199013)

FR 2635966 A 19900309 (199017)

DE 3830481 C 19900628 (199026)

JP 02167156 A 19900627 (199032) <--

GB 2222954 B 19911113 (199146)

JP 2763801 B2 19980611 (199828) 7p A61F002-04

ADT DE 3830481 A DE 1988-3830481 19880908; GB 2222954 A GB 1989-19604
19890830; FR 2635966 A FR 1989-11753 19890908; JP 02167156 A JP
1989-226373 19890831; JP 2763801 B2 JP 1989-226373 19890831

FDT JP 2763801 B2 Previous Publ. JP 02167156

PRAI DE 1988-3830481 19880908; DE 1988-3830005 19880831

IC A61F002-04; A61F013-54; A61L027-00; B32B001-08; D03D003-02; D04B001-00

ICM A61F002-04

ICS A61F013-54; A61L027-00; B32B001-08; D03D003-02; D04B001-00

AB DE 3830481 A UPAB: 19980715

The tubular implant, for insertion into burns or other skin wounds to give a supporting or holding function when satd. with fluid, is a woven or knitted tube (2) from filaments or fibres either wholly or sectionally of two materials with different resorption behaviour, with different m.pt.s., or the material is wholly of one type of filament or fibres and an inner or outer film tube (10) is of a material with different resorption. After heating to a temp. above the m.pt. of the material with the lowest m.pt., but below the level of the other material, it is shaped and bonded into a tube.

USE/ADVANTAGE - The material gives an implant which can be cut and stitched in, with a raised mechanical strength and which gives fluid build-up at different resorption levels within the implant. The implant can not only be used to place granules such as hydroxyl apatite in body cavities, but can also be used in the replacement of whole organs such as oesophagus, trachea, vas or ureter.

Dwg.4/4

FS CPI GMPI

FA AB; GI

MC CPI: A12-S05F; A12-V01; A12-V02; D09-C01C; F02-A03A; F02-B02; F04-E04

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平2-167156

⑤ Int. Cl.

A 61 F 2/04
A 61 L 27/00

識別記号

C
S
U

庁内整理番号

7603-4C
6971-4C
6971-4C
6971-4C

④ 公開 平成2年(1990)6月27日

審査請求 未請求 請求項の数 4 (全8頁)

⑬ 発明の名称 外科用移植材料及びその製造方法

⑭ 特 願 平1-226373

⑮ 出 願 平1(1989)8月31日

優先権主張 ⑯ 1988年8月31日 ⑰ 西ドイツ(DE) ⑱ P3830005.2

⑲ 1988年9月8日 ⑳ 西ドイツ(DE) ㉑ P3830481.3

⑳ 発 明 者 ロタール・シルダー ドイツ連邦共和国ディ-2000ハンプルク50・ラベツツベーク 11

㉒ 出 願 人 エチコン・インコーポレーテッド アメリカ合衆国ニュージャージー州08876サマービル・ユエスルートナンバー 22

㉓ 代 理 人 弁理士 小田島 平吉

明細書

1. 発明の名称

外科用移植材料及びその製造方法

2. 特許請求の範囲

1. 織製又は編製チューブ(2)を備えて成り、

該チューブのフィラメント又は繊維は、

a) 完全に又は部分的に、異なった融点を持った少なくとも2種類の異なる再吸収性材料(2a、2

b) より成るか、又は、

b) 1種の再吸収性材料(2a)より成り且つ他方の再吸収性材料の内側又は外側フィルム状層(10)により完全に又は部分的に覆われているか又は被覆されており、

前記チューブは、低い方の融点を有する再吸収性材料(2b)の融点以上であって高い方の融点を有する他方の再吸収性材料(2a)の融点以下の温度に加熱された後、管状複合体として成形され又は強化されたものであることを特徴とする、再吸収性材料の管状移植材料。

2. 異なる融点を持った少なくとも2種類の異

なる再吸収性材料の繊維又はフィラメントから製造したチューブを成形バー上に引き、不活性ガスの下で100-120℃の温度に加熱することを特徴とする、特許請求の範囲第1項記載のチューブを製造する方法。

3. 再吸収性材料の管状フィルム(10)を成形バーに施し、再吸収性材料の織製又は編製チューブを前記フィルムで覆われた成形バーの上に引き、ここで前記管状フィルム(10)又は前記チューブ(2)又はそのフィルムもしくは繊維の一部のいずれかが低い方の融点の再吸収性プラスチックから形成されており、そして不活性ガスの下で100-120℃の温度に加熱することを特徴とする、特許請求の範囲第1項記載のチューブを製造する方法。

4. 織製又は編製ガーゼ、ストリップ又はリボンより成り、そのフィラメント又は繊維は異なる融点を持った少なくとも2種類の異なった、再吸収性材料より成り、前記ガーゼ、ストリップ又はリボンは、低い方の融点を持った前記再吸収性材

料の融点以上の且つより高い方の融点を持った他方の再吸収性材料の融点以上の温度に溶融した後、平坦な複合体に成形され又はプレスされたものであることを特徴とする、再吸収性材料の平坦な移植材料。

3 発明の詳細な説明

本発明の分野

本発明は再吸収性(resorbable)材料から製造された平坦な及び外科的移植材料(implant)、並びにその製造方法に関する。

本発明を要約すると以下のとおりである。本発明は、織製又は編製管状又は平坦構造体より成り、そのフィラメント又は繊維は、完全に又は部分的に、異なる融点を持った少なくとも2種類の異なる再吸収性材料より成り、前記構造体は、低い方の融点を有する再吸収性材料の融点以上であって高い方の融点を有する他方の再吸収性材料の融点以下の温度に加熱された後、所望の形状の複合体として成形され又はプレスされたものであることを特徴とする、再吸収性材料の移植材料に関する。

織の編組された管から成り、他の再吸収性プラスチックの糸、フィラメント、ブロック又は細片で充填されている、これらのプラスチックは異なる再吸収性を有することができるクッション又はパッド状移植材料を開示している。これらの管状パッド又はクッションは少なくとも50%の圧縮性を有しており、ヘルニアの治療に特に適当である。

更に単一の再吸収性ポリグリコール酸エステル、即ちポリラクチンから製した管状移植材料が既知であり、それは例えばDisch. Z. Mund- und Kiefergesichts Chir. 9, 194-195頁、1985所載のE.クルーガー(Kruger)によれば、ヒドロキシアパタイトで充填されており、上顎骨の形成又は補強に使用される。更にZ. Kinderchir., 42, 224-227頁所載のF.シーラ(Schier)等は獣医学的実験において既に再吸収性ビクリル(Vicryl)管の食道置換を試験している。

最近単一の再吸収性ポリグリコール酸エステルのは泡体状移植材料が、例えば米国特許第4,186,448号により既知となった。こうしたス

特開平2-167156(2)

管状構造体は更に、他方の再吸収性材料の内側又は外側のフィルム状層(10)で完全に又は部分的に覆われ又は被覆されている一方の再吸収性材料(2a)の織製又は編製チューブより成ることができ

本発明の背景

平坦な移植材料は例えば米国特許第3,739,773号から既知である。それらは平坦な又はベロア(velour)状生成物から成り、例えば敷層として又はスポンジ状構造物と共に火傷又は他の皮膚の創傷の治療、及び他の目的のために使用される。それらが多孔性である結果として、それらは組織体液を吸収することができ、組織が次第に浸透して、そして移植材料の完全な吸収に続いて、その支持的及び保持的機能を引き継ぐ。

しかしこれらの織物状繊維布はそれらの厚さが制限されており、及びぼろ(rag)状の特性の結果として、限定された範囲に使用できるのみである。

米国特許第4,796,603号は、外側スリーブが再吸収性プラスチックのフィラメント又は線

ボンジ状又は発泡体状移植材料は、それらが発泡に必要な成分の結果として不純物を含んでおり、且つ該不純物が組織と適合性であるという欠点を抱えている。更にこうした発泡体状移植材料は均一な再吸収持続時間を有している。

繊維により再吸収性材料のモノフィラメントから得られた外科的移植材料の基本的な欠点は、該材料が、切断又は分離後、複雑な編組機械を用いてその機械的な耐荷力性(loadability)が所望の大きさに達している、網目状の強力な(mesh-strong)繊維布を作っているの不僅、モノフィラメントは切断点において比較的高高であり、糸がほどけるので、少なくともその端部領域において、その成形された構造を喪失するということである。

本発明の課題は、切断及び縫製することができ、顕著な機械的強度を持っているが、なお組織をその中に成長させる程度に適度に多孔性であり、及び好適には全体の移植材料内に異なる再吸収性を有する外科的移植材料を提案することである。更

に、硬体腔中にヒドロキシルアパタイトのような粒状の材料を入れるのに適当であるばかりでなく、アロプラスト(alloplast)的中空器官、例えば上顎、気管、血管及び尿管の置換体としても適当である管状移植材料が提案される。

この課題を解決するために、特許請求の範囲による外科的移植材料が提案され、特に好適な具体化は特許請求の範囲又は実施形態に示されている。

本発明の総括

長くべきことには、低い方の融点を持った再吸収性材料の融点よりも高く、且つ最高の融点を持った他の再吸収性材料の融点よりは低い温度に加熱された、異なる融点を持った少なくとも二種の再吸収性材料の編織された構造物は、個々のフィラメントの事実上の表面結合の結果として、切断することができ、平らな切断端を与え、所望の強度を有し、且つメッシュ又は孔径の大きさに関しては製造方法の関数として変化することができる複合移植材料を与えることが見出された。

編織された構造物は管状又は平らであってもよ

接血管のパッチ(patch)として、各種の異なる用途に利用することができるという事実に基づいている。

他の好適な具体化において、管状移植材料の内側は又再吸収性材料のシートから作られており、一体的にホースに連結されて複合移植材料を形成している。

この複合移植材料を製造するためには、好適には環状編み機上で、シームレスな環状編組製品として管を製造する。管は明らかに織物製品の形態でも製造することができる。糸の誘導装置(guidance)は繊維又はフィラメントが異なる融点を持ったプラスチックからランダムに加工できるように制御することができる。融点の低い材料を外側又は内側のいずれに置くことも可能である。

繊維又はフィラメントから作られた管は付形棒(shaping bar)、例えば丸い棒又はパイプ上で延伸され、窒素のような不活性ガス下で100ないし120℃の温度まで加熱される。

本方法の一変形法では、再吸収性材料の管状フ

特開平2-167156(3)

い。織物ストリップは例えば、ひざ関節の関節包靭帯外科において、及び骨接合の多数の他の場合において有利に使用でき、高度な機械的強度及び平らな複合材の長期の生体内強度が優れている。好適な具体化において管状構造物は幅1ないし5mmの補強された環状領域を持っており、該環状領域は可撓性の小さい材料から製造される。

他の好適な具体化においては、微細なメッシュ構造物が再吸収性材料のフェルト層で被覆されている。これに関連して、編織された管又は平らな材料のいずれかが加熱の前に、例えば5ないし12mmの長さを持った再吸収性繊維の繊維状混合物で被覆され、次いで成形されるか、又は既に得られた複合材が異なる融点を持った再吸収性材料の繊維状混合物でフェルト様式で被覆され、次いで再度例えば100ないし120℃に加熱される。フェルト層を持ったこれらの複合材構造物の利点は、フェルトの上層の結果として、得られる構造物は血液を漏らさず、従って例えば血管として、及び血管に関連して縫合を支持するために又は直

フィルムを付形棒に取り付けることができ、そして好適には再吸収性材料の環状編組管をフィルムで被覆された付形棒上で延伸することができる。管状フィルム又は管又はそのフィラメント又は繊維の一部のいずれかが低融点、再吸収性プラスチックを含んでおり、そして引き続きもう一度非活性気体下で、100ないし120℃の温度で複合材が製造される。

他の変形方法によれば、付形棒上で延伸された管にフェルト状フィラメントを取り付け、プレスして引き続き不活性気体下で加熱することができる。

良好な生理学的適合性を有する再吸収性重合体はそれ自体既知である。典型的な代表例は、PD Sの略称で市場で入手し得る、ポリ-p-ジオキサノンであり、それは化学的な観点からはポリ-p-ジオキサノンの脂肪族ポリエステルであり、モノフィラメントとして押出すことができ、85ないし95℃で熔融することができる。それらは"Ethicon OP Forum", No. 108, 1981に、

及びJ. Pediatr. Ophthalmol. 13, 360-364頁、1976に記載されている。

再吸収性材料の他の部類には、グリコリド及びラクチドの共重合体であり、繊維として押出すことができるポリグラクチンがあり、市場ではビクリルの登録商標で入手でき、例えば"Ethicon OP Forum", No. 96、1978に、及びJ. Pediatr. Ophthalmol. 13, 360頁、1976に詳細に記載されている。この部類は又ドイツ特許公開報DE-O S第2,849,785号によるラクチド-グリコリドブロック共重合体を含んでいる。重合度の関数として、これらのポリグラクチンは約180ないし200℃の融点を有している。

再吸収性材料の性質及び重合度の関数として、再吸収性は異なる。高融点のポリグラクチンの場合、それは例えば60ないし80日の範囲にあるが、低融点のポリ-p-ジオキサノンの場合は約200日である。それに対応して、移植材料上にフェルト状被覆材料を形成するモノフィラメント

aとポリ-p-ジオキサノンフィラメント2bより成るこのチューブ2を120℃で丸い棒の上で空素下に加熱して、重合チューブを得た。第1a図に示されたこのチューブは、低い方の融点のフィラメントの割合が相対的に少ない混合フィラメント4から成っていた。

弾性が少ないか又は僅かに柔軟性の管状移植材料が必要ならば、低い方の融点のポリ-p-ジオキサノン糸の割合を増加させて、ガーゼ構造体の強化を高める。

実施例2

アロプラスチック中空器官代替物を製造するために、第2図に従うチューブを円形平編機で製造し、強化されたリング領域を得るためにポリ-p-ジオキサノンとポリグラクチンの5:1乃至1:1の割合の混合物のフィラメント又は繊維を使用した。目的とする用途に応じて、これらの剛性リング部分6は1-5mm幅とすることができそして内径を変えないでこの管状移植材料を曲げることが可能とする。

特開平2-167156(4)

又は繊維を混合することにより、完成した移植材料の再吸収時間、即ち、移植材料が分解できる速度を制御することができる。

特にポリ-p-ジオキサノン繊維及びポリグラクチン繊維の5:1ないし1:15、及び特に1:3の比率の混合物が挙げられる。

繊維状混合物が再吸収性材料の異なる融点内に加熱され、次いで成形されるという事実により、再吸収性材料のフィラメント又は繊維の融着(melting)接合によって、高融点の再吸収性材料の繊維の強化が起こり、そして又多孔性構造が得られる。

実施例1

第1図に従って、直径4mm網目寸法の円形平編機で、糸の太さが60dtexである180℃で溶融するポリグラクチンの平均10本のフィラメントと糸の太さが20dtexでありそして約90℃で溶融するポリ-p-ジオキサノン1本のフィラメントの混合フィラメント4から編製品を製造した。第1図に示されたポリグラクチンフィラメント2

実施例3

実施例1に従うチューブを製造した。第3図に示されたこのチューブを、平均糸長が6-11mmであって3:1の混合比のポリ-(ラクチド-グリコリド)とポリ-p-ジオキサノンの切断した小さいモノフィラメントで覆い、続いて100℃で圧力下に加熱した。フェルト状の管状移植材料が得られ、このものは血液漏れがなく、尿管外科で使用して好結果を得ることができる。

実施例4

ポリ-p-ジオキサノンの0.1mm厚さの管状フィルムを製造しそしてバーの上で引いた。次いで実施例1に従って製造したチューブを前記フィルムの上に引き、そして完全な構造体をこのバーに適合した模に挿入し、実施例3に従うフェルトフィラメントでライニングし、続いて更にフェルトフィラメントで覆い、次いで約110℃の温度で空素下にプレスした。

本発明に従って製造したすべてのチューブは、容易に切断することができ、縫うことができ、内

径を開放した状態で柔軟性であり、横断方向及び縦方向に弾性があり、多孔性であり、水、血液及び空気漏れがなく、実施例4に従う態様においては、滑らかな内表面を有する。これらは簡単な手段で且つ比較的簡単に製造できる。

実施例5

直線平織機を使用して、糸の太さが60 dtexであって180℃で熔融するポリグラクテンの平均10本のフィラメントと糸の太さが20 dtexでありそして約90℃で熔融するポリ-p-ジオキサノン1本のフィラメントの混合フィラメントから、直径4mmの網目寸法を持った第1図に従う織製品を製造した。第1図に示されたポリグラクテンフィラメント2aとポリ-p-ジオキサノンフィラメント2bより成るこのファブリック2を120℃で窒素下で熱間プレスして、複合ファブリックを得た。

30cm×20cmの幅で第6図に示されたようにして、このファブリックは、臍角(promontory)、横骨盤壁及び腹側腹壁(ventral abdominal wall)

脈管外科用を使用することができる。

実施例7

上行大動脈の袋状動脈瘤を除去するために、第7図及び第8図に示した方法を使用した。

血管を鉗子で締め付けた後、前記動脈の袋状動脈瘤Aを除去し、内径を本発明に従う移植材料のストリップ6によって連続さし縫い縫合によって閉じた。このストリップは、8:1のポリグラクテン対ポリ-p-ジオキサノンの糸比を持ちそして200Nの引張強度を持った平坦な織製ファブリックにより構成されていた。

平行な場合には、10:1の割合のポリグラクテンとポリ-p-ジオキサノンの平坦な複合ファブリックから成り、ポリグラクテンが60 dtexの糸太さを有しそしてポリ-p-ジオキサノンが66 dtexの糸太さを有し、網目寸法が0.2mmであり、第8図に示されたような、オーバーカットされた平坦な織製ファブリック2により内径は閉じられた。

実施例8

特開平2-167156(5)

にガーゼを固定した後腹腔から小骨盤をシールするのに使用された。

同じ方法で、この種の平坦な構造物は、脾臓、腎臓及び移植組織破綻に関連して使用することができそして肝臓破綻の場合にその器官を補充するのに使用することができる。

弾性又は柔軟性の少ない平坦な移植材料が必要とされる場合には、低融点ポリ-p-ジオキサノン糸の割合を増加させ、それによりこのガーゼ構造物を更に強化する。

実施例6

実施例1のような網目ファブリックを製造した。第5図に示されたこの網目ファブリック2を、6-11mmの平均糸長さを有し3:1の混合比のポリ(ラクチド-コグリコライド)とポリ-p-ジオキサノンの切断された小さいモノフィラメントで覆い、圧力下に100℃に加熱した。フェルト状の平坦な移植材料が得られ、このものは血液漏れがなく、心臓壁損傷の場合に縫合糸と関連して強化ストリップとして使用することができそして

他の場合には、手術の際の縫合糸の強化のために、混合ファブリックからいわゆる外科用補強糸(pledgets)を製造した。この混合ファブリックにおいては、高い方の融点のポリグラクテンの糸は低い方の融点のポリ-p-ジオキサノンの糸に対して5:1の割合で存在しており、すべての糸は40 dtexのタイター(titre)を有していた。0.3mmの網目寸法を持ったこのストリップ材料を120℃で窒素下にシールしそして非常に満足な加工が可能であった。

本発明の主なる特徴及び態様は以下のとおりである。

1. 織製又は編製チューブ(2)を備えて成り、該チューブのフィラメント又は繊維は、
 - a) 完全に又は部分的に、異なった融点を持った少なくとも2種類の異なる再吸収性材料(2a、2b)より成るか、又は、
 - b) 1種の再吸収性材料(2a)より成り且つ他方の再吸収性材料の内側又は外側フィルム状層(10)により完全に又は部分的に覆われているか又

は被覆されており、

前記チューブは、低い方の融点を有する再吸収性材料(2b)の融点以上であって高い方の融点を有する他方の再吸収性材料(2a)の融点以下の温度に加熱された後、管状複合体として成形され又は強化されたものであることを特徴とする、再吸収性材料の管状移植材料。

2. 前記チューブの外側は再吸収性材料のフェルト状層(8)で覆われ又は被覆されていることを特徴とする上記1に記載の移植材料。

3. 前記チューブは、少なくとも2種類の異なる再吸収性材料の1-20mm長さのフィラメント又は繊維の混合物でフェルト状に覆われ、100-120℃の温度で加熱及び成形されていることを特徴とする、上記2に記載の移植材料。

4. 前記再吸収性材料が異なる吸収時間を持っていることを特徴とする、上記1に記載の移植材料。

5. 前記繊維又はフィラメントが、5:1乃至1:1.5の混合比で低融点ポリマー-ジオキサノン

製造したチューブを成形バー上に引き(draw)、不活性ガスの下で100-120℃の温度に加熱することを特徴とする、上記1に記載のチューブを製造する方法。

11. 再吸収性材料の管状フィルム(10)を成形バーに施し、再吸収性材料の繊維又は編製チューブを前記フィルムで覆われた成形バーの上に引き、ここで前記管状フィルム(10)又は前記チューブ(2)又はそのフィルムもしくは繊維の一部のいずれかが低い方の融点の再吸収性プラスチックから形成されており、そして不活性ガスの下で100-120℃の温度に加熱することを特徴とする、上記1に記載のチューブを製造する方法。

12. 前記成形バーに配置されたチューブ上にフェルトフィラメントをプレスし、続いて不活性ガスの下で加熱することを特徴とする、上記10及び11に記載の方法。

13. 繊維又は編製ガーゼ、ストリップ又はリボンより成り、そのフィラメント又は繊維は異なる融点を持った少なくとも2種類の異なる再吸

と高融点ポリグラクテンを含んで成ることを特徴とする、上記1に記載の移植材料。

6. ポリマー-ジオキサノンとポリグラクテンの繊維又はフィラメントの混合比が約1:3であることを特徴とする上記5に記載の移植材料。

7. 編製又は織製管状複合体における細孔又は網目寸法が0.1-4mmであることを特徴とする、上記1に記載の移植材料。

8. 前記繊維又はフィラメントが10-200dtexの直径を有することを特徴とする、上記1に記載の移植材料。

9. 前記チューブが幅1-5mmの強化リング領域(6)を有し、その繊維及びフィラメントは5:1乃至1:1の混合比の低い方の融点ポリマー-ジオキサノンと高い方の融点ポリグラクテンの混合物より成り、間隙は1:1乃至0.5:1.5の割合の混合物より成ることを特徴とする、上記1に記載の移植材料。

10. 異なる融点を持った少なくとも2種類の異なる再吸収性材料の繊維又はフィラメントから

吸収性材料より成り、前記ガーゼ、ストリップ又はリボンは、低い方の融点を持った前記再吸収性材料の融点以上の且つより高い方の融点を持った他方の再吸収性材料の融点以上の温度に溶融した後、平坦な複合体に成形され又はプレスされたものであることを特徴とする、再吸収性材料の平坦な移植材料。

14. 前記再吸収性材料が異なる吸収時間を有することを特徴とする、上記13に記載の移植材料。

15. 前記繊維又はフィラメントが、5:1乃至1:1.5の混合比で低い方の融点のポリマー-ジオキサノンと高い方の融点のポリグラクテンを含んで成ることを特徴とする、上記1に記載の移植材料。

16. ポリマー-ジオキサノンとポリグラクテンの繊維又はフィラメントの混合比が約1:3であることを特徴とする上記15に記載の移植材料。

17. 編製又は織製管状複合体における細孔又は網目寸法が0.1-4mmであることを特徴とす

る、上記1に記載の移植材料。

18. 前記繊維又はフィラメントが10-200dtexの直径を有することを特徴とする、上記1に記載の移植材料。

19. 異なる融点を有していて繊維又は編織された形態にある少なくとも2種類の異なる再吸収性材料の1-20mm長さのフィラメント又は繊維の混合物で、前記繊維又は編織材料又は前記平坦な複合体をフェルト状に覆い、100-120℃の温度で加熱及び成形することを特徴とする、上記1に記載の移植材料。

4. 図面の簡単な説明

第1図は編織複合体の詳細図である。

第1a図は管状移植材料の部分図である。

第2図は強化リングを持つ複合体の管状移植材料を示す図である。

第3図はフェルト状カバーを持った管状移植材料の部分図である。

第4図は管状フィルムの内側カバーを有する第3図と同様な移植材料の部分図である。

特開平2-167156(7)

第5図はフェルト層で覆われた複合体ガーゼの部分断面図である。

第6図は本発明のガーゼの使用を示す図である。

第7図は動脈瘤を除去する際の本発明のストリッパの使用を示す図である。

第8図は動脈瘤の内径を閉じる際の本発明の平坦な移植材料の使用に関する第7図と同様な図である。

特許出願人 エチコン・インコーポレーテッド

代理人 弁理士 小田島 平 吉

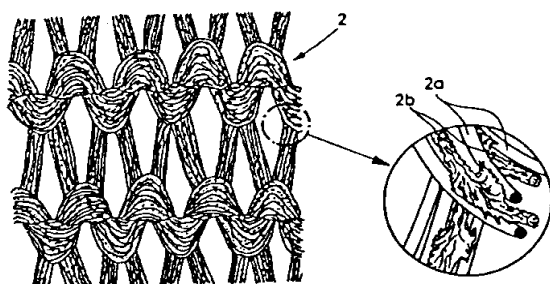


FIG. 1

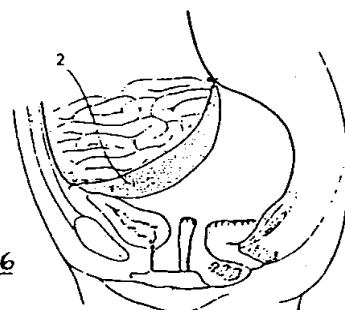


FIG. 6

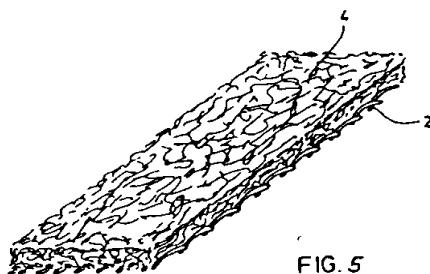


FIG. 5

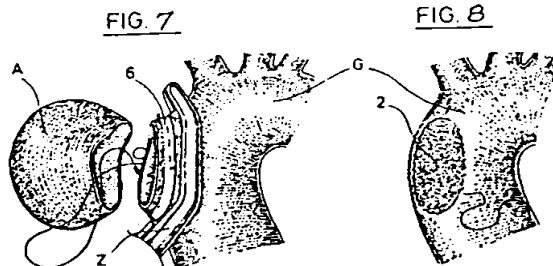
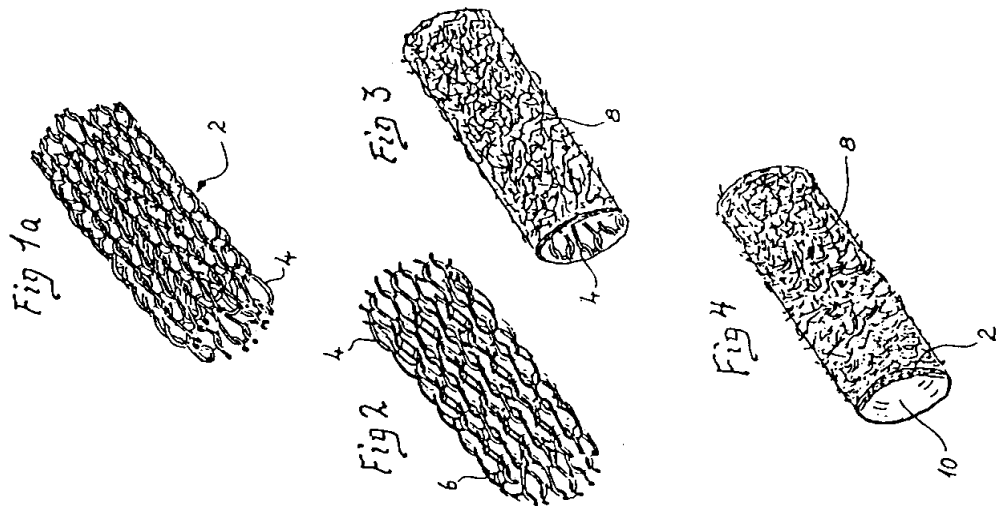


FIG. 7

FIG. 8



【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成9年(1997)3月25日

【公開番号】特開平2-167156

【公開日】平成2年(1990)6月27日

【年通号数】公開特許公報2-1672

【出願番号】特願平1-226373

【国際特許分類第6版】

A61F 2/04

A61L 27/00

【F1】

A61F 2/04 9361-4C

A61L 27/00 C 7019-4C

S 7019-4C

U 7019-4C

手続補正書

平成8年5月14日

特許庁長官 清川 佑二 殿

1. 事件の表示

平成1年特許願第226373号

2. 発明の名称

外科用移植材料及びその製造方法

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

名称 エチコン・インコーポレーテッド

4. 代理人

〒107

住所 東京都港区赤坂1丁目9番15号
日本自転車会館

氏名(6078)弁護士 小田島 平 吉

電話 3585-2256

5. 補正命令の日付 自発

6. 補正の対象

明細書の特許請求の範囲の欄

7. 補正の内容

別紙のとおり

別紙

明細書の特許請求の範囲を次のとおり訂正する。

『1. 織製又は編製チューブ(2)を備えて成り、

該チューブのフィラメント又は繊維は、

a) 完全に又は部分的に、異なる融点を持った少なくとも2種類の異なる再吸収性材料(2a、2b)より成るか、又は、

b) 1種の再吸収性材料(2a)より成り且つ他方の再吸収性材料の内側又は外側フィルム状層(10)により完全に又は部分的に覆われているか又は被覆されており、

前記チューブは、低い方の融点を有する再吸収性材料(2b)の融点以上であって高い方の融点を有する他方の再吸収性材料(2a)の融点以下の温度に加熱された後、管状複合体として成形され又は強化されたものであることを特徴とする、再吸収性材料の管状移植材料。

2. 異なる融点を持った少なくとも2種類の異なる再吸収性材料の繊維又はフィラメントから製造したチューブを成形バー上に引き、不活性ガスの下で100-120℃の温度に加熱することを特徴とする、特許請求の範囲第1項記載のチューブを製造する方法。

3. 再吸収性材料の管状フィルム(10)を成形バーに施し、再吸収性材料の織製又は編製チューブを前記フィルムで覆われた成形バーの上に引き、ここで前記管状フィルム(10)又は前記チューブ(2)又はそのフィラメントもしくは繊維の一部のいずれかが低い方の融点の再吸収性プラスチックから形成されており、そして不活性ガスの下で100-120℃の温度に加熱することを特徴とする、特許請求の範囲第1項記載のチューブを製造する方法。

4. 繊維又は編製ガーゼ、ストリップ又はリボンより成り、そのフィラメント又は繊維は異なる融点を持った少なくとも2種類の異なった、再吸収性材料より成り、前記ガーゼ、ストリップ又はリボンは、低い方の融点を持った前記再吸収性材料の融点以上の且つより高い方の融点を持った他方の再吸収性材料の融点以下の温度に熔融した後、平坦な複合体に成形され又はプレスされたものであることを特徴とする、再吸収性材料の平坦な移植材料。』

以 上